

009644961

WPI Acc No: 1993-338510/199343

XRPX Acc No: N93-261593

Electronic monitor for hospital patient - uses arm or wrist strap containing sensors and transmitter which transmits data to remote receiver

Patent Assignee: ARGAMAKOFF A (ARGA-I)

Inventor: ARGAMAKOFF A

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
FR 2686497	A1	19930730	FR 918192	A	19910626	199343 B

Priority Applications (No Type Date): FR 918192 A 19910626

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan Pg	Main IPC	Filing Notes
FR 2686497	A1	12	A61B-005/02	

Abstract (Basic): FR 2686497 A

The patient monitor includes two units, one in the form of an armband or wrist-strap is worn by the patient and contains detectors for monitoring temperature, pulse frequency, blood pressure and breathing. The detectors are connected to an electronic processor which passes modulated coded signals to a short range micro-transmitter contained in the band or strap.

The second stationary unit is placed near to the patient or at a medical monitoring point where it receives the transmitted data via a radio wave receiver. The received data is compared with pre-established patient normal data and if the comparison reveals that limits, set by the patients doctor, are exceeded an alarm is sounded.

USE/ADVANTAGE - Provides equipment for patient monitoring by nursing staff when staff numbers are limited.

BEST AVAILABLE COPY

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
—
PARIS

(11) N° de publication : 2 686 497
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)
(21) N° d'enregistrement national : 91 08192
(51) Int Cl^s : A 61 B 5/02

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 26.06.91.

(71) Demandeur(s) : Dr. ARGAMAKOFF Alexis — FR.

(30) Priorité :

(72) Inventeur(s) : Dr. ARGAMAKOFF Alexis.

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : 30.07.93 Bulletin 93/30.

(73) Titulaire(s) :

(56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche : Le rapport de recherche n'a pas été établi à la date de publication de la demande.

(74) Mandataire :

(54) Moniteur électronique de malades.

(57) L'invention concerne un dispositif capable d'assumer la surveillance automatique de malades, avec, comme différence avec quelque dispositifs similaires, existants déjà, ce que ces derniers sont reliés avec le patient, pour prélever sa pression sanguine, sa température, l'oxygénation etc, par des multiples câbles et tuyaux, le clouant pratiquement au lit, alors que l'invention présente propose un dispositif sous forme d'une montre-bracelet ou d'un brassard contenant les capteurs, les circuits électroniques de traitement d'information et un microémetteur radio, transmettant les données du malade à un poste récepteur. Ce dernier compare l'information reçue avec les limites à tolérer, établies par le médecin et mémorisées par une carte magnétique individuelle, et déclanche l'alarme au cas de dépassement de ces limites par l'agravation de l'état du malade: grâce à ce dispositif, le malade conserve la liberté entière de ses mouvements.



MONITEUR ELECTRONIQUE DE MALADES
Inventeur: Dr. Alexis ARGAMAKOFF

pp

1 L'invention a pour objet un dispositif électronique subminiaturisé et simplifié quant à l'emploi des composantes à l'extrême, dont le rôle est de prélever sur un malade hospitalisé ou à surveiller à domicile, - les paramètres essentiels de ses fonctions physiologiques, tels sa température, fréquence du
5 pouls, l'oxygénation du sang ($SatO_2$), la fréquence respiratoire et évent. l'E.C.G., de transmettre ces renseignements par la voie télémetrique à un appareil moniteur proprement dit, ce dernier faisant la comparaison à une cadence déterminée de ces paramètres avec les valeurs préétablies par le médecin, - le dispositif signalant l'anomalie par l'alarme, lorsque les paramètres du malade franchissent le seuil tolérable.

Cet ensemble électronique devant pallier à la difficulté d'assurer la garde des malades à l'état pas trop grave, mais dont l'aggravation dramatique n'est pas à exclure, surtout durant la nuit, où les services hospitaliers ont des problèmes d'avoir de personnel avec suffisamment d'expérience et de sens d'initiative.

L'appareil est destiné à combler cette lacune, assumant le contrôle nocturne, et même diurne des patients hospitalisés ou ambulants, ayant un certain risque d'avoir une rechute ou 20 une crise tant sur le plan respiratoire, coronnaire ou autre et se manifestant par la modification de ces paramètres physiologiques.

Le premier sous-ensemble à montage subminiaturisé, sous aspect d'une montre-bracelet ou d'un brassard à fixation sur l'avant-bras, le cou ou tout autre partie du corps approprié, comporte les capteurs des paramètres précités, l'électronique associée, alimentée par piles- "bouton" rechargeables et un micro-émetteur TSF transmettant à une cadence déterminée les données essentielles du patient, cueillies sur les capteurs spécifiques 30 tels de la température, fréquence du pouls etc. Ce micro-émetteur ayant une portée limite à 10 ou 15 mtr à destination de l'appareil receiteur, accordé par quartz sur la même onde, que nous appellerons par la suite "moniteur-comparateur", en abrégé "MC", placé de préférence à proximité du malade, p.ex sur sa table de chevet ou près du téléphone pour les malades à domicile. Bien entendu, les fréquences ainsi fixées correspondront à des bandes libres, CB p.ex. dont les harmoniques ne se répercutent point sur les fréquences d'émissions radio ou TV.

La "montre-bracelet" du patient, désignée par la suite "MB" aura - l'accord fixe avec le MC correspondant de manière que lorsque dans un hôpital se trouveront des multiples ensembles de surveillance automatique, on n'aura pas d'interférences: à chaque MB du malade correspondra seulement son propre MC du chevet. Lors d'une crise dépassant les limites fixées par le médecin, 45 le MC, constatant cette discrépance actionne l'alarme, soit en utilisant le câble de la sonnette du patient, soit par l'injection sur le réseau, ou passant par l'ordinateur central.

7

8

9

7

BEST COPY AVAILABLE

1 Ce même ensemble électronique MB + MC sera apte d'accompagner
le patient à domicile, le MC étant branché par une prise inter-
médiaire, lors d'apparition de la situation critique du pati-
ent va effectuer automatiquement l'appel à la permanence médi-
cale, medecin traitant, SAMU etc.

5 La MB, portée par le patient quasi en permanence, a été con-
çue pour ne pas le gêner daucune manière lors de sa veille ou
le sommeil. La Fig.1 représente la MB (1) à brassard (2) fixée
sur l'avant-bras du patient, (par "velcro" ou autre moyen). Fig.
10 5 représente schématiquement la constitution de la MB, composée
d'un boîtier plat (1) muni de voyant (26), des deux rubans du
bras (2-2'), 23- sont les fixations, p.ex. Velcro, dans le
premier à double paroi peuvent, pour ne pas encombrer le boî-
tier, loger les piles plates rechargeables, les anses (21-22)
15 servent de contacts de l'alimentation, cette partie est déta-
chable, pour pouvoir récharger les piles, un second ruban pre-
nant le relais pendant que le premier est au chargement des
batteries. Le ruban du brassard opposé (2'), contient les cap-
teurs de la température (NTC, Pt-100 ou Si) et le dispositif
20 optoélectronique de mesure de l'oxygénation du sang, objet éga-
lement de l'invention, ces deux capteurs (25 et 24) étant pla-
cés pour être, à la fixation, au niveau intérieure de l'aisselle.
25 et 28, sont des prises miniatures pour les capteurs supple-
mentaires, tels du volume de respiration, de l'ECG ou autres.

Fig.2, représente le récepteur de chevêt, le "MC", ou (6) est la
25 fiche du réseau, (7), la prise téléphonique intermédiaire, (5)
l'antenne, (3) - le boîtier, (4), le clapet à fermeture à clef,
30 8, le voyant de fonctionnement. Fig. 3 représente le tableau de
commande situé derrière le clapet (4), comprenant le contact de
la mise en marche - 9, une série des boutons (10 et 11) par les-
quels - le medecin fixera les limites min. et maxi. audelà des-
quelles l'appareil MC aura la fonction de déclencher l'alarme.

35 13- est une fente, dans laquelle le médecin peut glisser la
carte individualisée et préprogrammée du patient avec les para-
mètres à ne pas dépasser et autres consignes mémorisées. 12 et
14- sont les voyants affirmant la prise en charge des paramet-
res du patient. Fig.4, explicite le principe le plus simple de
fonctionnement du MC, où 15 est un récepteur-radio, piloté par
40 quartz sur la fréquence précise du MB y correspondant, 16- est
l'amplificateur/séparateur des modulations ou codages correspon-
dant aux capteurs de la MB, 17 et 18, sont des filtres passe-
bas et passe-haut, dont le niveau de passage a été fixé par
les potentiomètres 10 et 11 de la Fig.3. Si les données physio-
logiques du patient se trouvent dans la limite normale, l'in-
formation émise par la MB est captée par le MC (sous forme de
45 fréquence ou du codage, traduisant le signal du capteur) ne pas-
sent ni par les filtres 17 ni 18. Au cas, où le seuil contrôlé
par les pot's (10 ou 11) se trouve dépassé, en valeur max, ou
minimum, l'information passe par un de ces filtres (17 ou 18)
50 et après être convertis en DC, par le redresseur (19), fait dé-
clencher l'alarme à la permanence du centre hospitalier ou par la
liaison téléphonique.

Fig. 6 démontre le contenu du boîtier de la MB. 21' et 22'
55 sont les anses de fixation, conduisant l'alimentation électrique.
Les blocs fonctionnels constitués par les composants électro-
niques subminiaturisés de 30 à 37, seront repartis sur une pla-
tine à montage SMD. Le second ruban 2' de la brassière contient
les câbles souples conduisant vers les capteurs animant ces en-

- sembles électroniques, leur co-fonctionnement se trouve démontré sur l'organigramme sel. Fig 11 et Fig. 12 (planche dessin II).
- Avant de passer au commentaire de ces organigrammes, notons, qu'il est évident que si l'électronique associée aux capteurs contenus dans la MB fonctionnait en permanence, les piles-accumulateurs seraient déchargées en quelques heures. Pour prolonger leur activité, l'invention prévoit le fonctionnement de l'électronique durant quelques secondes seulement, suivie des longues pauses à consommation quasi nulle. Une particularité originale, permettant d'économiser la consommation, est l'utilisation de cette pause à durée variable en tant que vecteur informatif, indiquant p.ex. la température, fréquence respiratoire, l'oxygenation ou autre paramètre du patient. Ainsi, la durée de pause dans l'émission de la MB, est, selon l'invention une information sur un des paramètres du malade. De même, la durée de l'émission, peut être porteuse d'une autre information, les deux facilement déchiffrables, puisque le MC, contenant l'horloge peut numériser ces laps en termes d'information.

L'organigramme sel. Fig. 11 démontre le plan de fonctionnement de la MB, dans sa plus simple expression:

La batterie (BAT) dont le négatif est mis à la masse, alimente l'unité "temporisateur" (TE) à très faible consommation, en permanence, son rôle et sa puissance se limite d'actionner après une pause plus ou moins longue, un thyristor (T) actionnant par l'impulsion la gachette (G). La durée de la pause est commandée par le capteur de la température, p.ex. (A), la durée de l'impulsion maintenant la conductibilité du thyristor, est selon l'invention est actionnée par le capteur (B), de la fréquence du pouls, par ex. Durant ce temps d'action l'alimentation passe du thyristor à l'unité de stabilisation (St) de tension et alimente l'unité (MV) tout comme le poste émetteur (EM). Le MV, c'est un répartiteur à bascule actionnant durant le temps imparti pour l'émission successivement les thyristors (T_1) et (T_2). L'alimentation stabilisée met ainsi en action le modulateur cu codeur (MOD_1) et ensuite le (MOD_2), l'un cœuillant l'information p.ex. du capteur (C) de la pression sanguine, l'autre du capteur (D), de l'oxygenation du sang (appelé $SatO_2$ ou l'oxymétrie). Ces deux modulateurs, reliés au micro-émetteur (EM) passent successivement l'information (C) et (D) sur l'antenne. Ainsi, l'émetteur (EM), par la durée de pause, de l'émission et par les fréquences de ces deux modulations, transmet au poste receiteur NC quatre paramètres A-B-C et D du patient.

Sur cette action conjugée d'une fiabilité et simplicité extrême s'adaptent tous les circuits électroniques appropriés: Fig.12 démontre le fonctionnement d'un ampli paramétrique intégré en SMD à l'entrée FET (le $JLIC271C$, p.ex.), où la conjugaison du diviseur de tension (R_1/R_2) agissant sur l'entrée '+' du CI, la division de la tension de sortie par deux résistances variables (R_3 et R_4) en contre-réaction sur l'entrée '-' du CI avec la capacité (C_1) assez importante, vont générer les pulsations durant quelques secondes (t_a) et des longues pauses (t_p) d'une minute ou plus: si on met en tant que R_3 une thermistance mesurant la température du sujet, cette dernière va déterminer le T_p , la pause, inversement le signal du capteur (B) exprimé par la valeur de résistivité R_4 - va déterminer le temps d'action cad. de l'émission (t_a).

1 L'organigramme selon Fig. 12 est en principe le même, que
que celui du Fig. 11. La seule différence réside en ce que le
répartiteur MV₁, identique à celui du Fig. 11, alimente deux
autres répartiteurs par la mise en conductivité de ses deux
thyristors, successivement le MV₂ et ensuite MV₃. Ces deux
derniers, MV₂ et ensuite MV₃ mettent en état de conductivité
successivement les quatres thyristors, lesquels à leur
tour alimentent successivement les quatres modulateurs ou co-
deurs, à savoir MOD₁ à MOD₄. Ces derniers interrogent les cap-
teurs B,C,D, et E, faisant passer sur l'antenne du micro-émet-
teur EM les 4 informations des paramètres du patient sous sur-
veillance. Etant donné que l'interrogation et l'émission des
4 paramètres prend le double de temps, il a été renoncé à com-
mander le temps t_p par un capteur, seul le capteur "A" inter-
venant à la commande du temps de pause t_a.

15 Fig. 14, démontre le stabilisateur de tension en SMD dans
la schéma conventionnel. -- LM317 peut être employé, en partant
de la tension de 6V p.ex., par R₅ on fixe la tension stabi-
lisée à 5 Volts. Fig. 15, démontre le schéma du répartiteur utili-
sant les FET's tels BF 512 SMD, ici, avec des capacités ré-
duites (C₂ et C₃) on pourra utiliser les R₆ et R₇ fort élevées,
ce qui va réduire la consommation en courant à l'extrême. Ce
même schéma peut servir en tant que répartiteurs MV₂ et MV₃. En
tant que modulateurs peuvent servir les mêmes multivibrateurs
selon Fig 15, ou en cas d'emploi d'une fréquence double, c'est
25 le cas notamment avec l'oxymétrie SatO₂, le schéma à 3 FET' peut
servir, sel. Fig. 16. Le transistor à unijonction (p.ex. Type
2N2646) à très faible consommation et nécessitant le minimum en
composants, -- sel. Fig. 17 peut servir comme modulateur, faisant
30 la conversion d'une tension fourni par le capteur ou une résis-
tivité (thermistance p.ex.) en fréquence, apte à moduler l'onde
porteuse du micro-émetteur EM. En utilisant comme capteurs les
ceramiques piezoélectriques, ou des PV2DF un FET actionnant la
grille, pourra servir comme convertisseur d'impédance (follower).

35 Une résistance variable, telle NIC peut être branchée direc-
tement entre la grille et anode A₁ de l'Uj (Fig. 17)- faisant varier la fréquence de modulation en fonction de la température ou autre paramètre pouvant être exprimé par la variation de résis-
tivité. Une fort intéressante possibilité est ouverte par la
présente invention, et qui consiste à enrober deux thermistances
40 miniatures (d'un diamètre entre 0,2mm et 0,01mm, mises une-contre-
l'autre, dans une gouttelette de résine polymerisante. Un tel
quadrupole selon Fig. 18, dont la thermistance côté droit est
galvaniquement séparée de celle, côté gauche: la thermistance
45 côté gauche, dont la résistance est optimisée à l'impédance de
sortie d'un capteur ou capteur-preampli, consomme en tant que
charge, la puissance du signal (event. amplifié), en dissipant
la chaleur Joule sur la gouttelette de résine, faisant ici l'
integrateur. La thermistance, côté droit fonctionne en tant
50 que thermomètre, et commande par sa variation de la résistivité,
p.ex. la fréquence générée par le circuit à unijunction, sel.
Fig. 17. Une telle conception peut être mise en valeur par deux
modes d'exploitation: Le capteur (optoelectronique ou piezo)
donne des impulsions à chaque battement du pouls, ces impul-
sions agissant sur un Schmidt-trigger déclanchent à amplitude
55 et durée égale, quelque soit la forme de l'impulsion du pouls,
seule sa fréquence sera rendue: il est évident que dans l'intégra-
teur (gouttelette de résine, ou un condensateur à décharge con-
stante), chaque impulsion va provoquer un pic voltmétrique ou ther-

1 mique rapidement décroissant sel. l'exponentielle (Fig. 18b).
Avant qu'il y a lieu d'extention, une nouvelle pulsation arrivant,
et comme la forme de chacune d'elle est identique, seule la fre-
quence du pouls determine la moyenne (V_m) en terme de la tension
ou de la résistance "R" représentant ainsi la fréquence de la
fonction cardiaque. Un deuxième mode d'exploitation, c'est de
faire dissiper le signal du capteur du pouls, sans passer par le
Schmidt-trigger, en reconstituant par l'amplification fidèlement
sa courbe de montée et descente en termes de temps et d'
amplitude. La thermistance coté gauche (fig. 18a) va convertir
la puissance W_m , contenue dans chaque battement du pouls, ce
qui permet, en comptant les pics par sec. de calculer la puis-
sance des battements du coeur, et par là, dans une certaine me-
sure la pression sanguine du patient. La mesure, l'intégration
et la conversion des données fournis par les capteurs peut se
faire dans le cadre de cette invention, par bien d'autres moyens,
l'avantage du convertisseur à 2 microthermistances sel. Fig. 18
résidé en ce que l'ensemble n'occupe q'un mm^3 de volume et asso-
cié avec le dispositif sel. Fig. 17a - l'ensemble de $0,3 \text{ cm}^3$ de
volume ne consomme que $200\mu\text{A}$ sous 5 V de tension.

10 Quant au micro-émetteur contenu dans la MB, toute conception
(système Colpitt, Wien etc.) s'avère comme utilisable, mais le
montage utilisant les FET à SMD a comme avantage, qu'a faible
consommation (de $100\mu\text{A}$ p.ex.) le rendement antenne des FET's
se situe à 50%, alors que les transistors bipolaires n'atteignent
que 3 à 5%. Fig. 19 démontre p.ex. l'émetteur réalisé par un TTL.

15 Quant aux capteurs de paramètres physiologiques du patient, une
observation s'impose: les impératifs d'économie de l'énergie
compte tenu de petitesse des piles, impose à la MB le temps d'
émission (de consommation) le plus court, espacé du temps de
pause le plus long. Une partie des paramètres du patient, tel-
les la température, la pression sanguine, l'oxygénation - sont
30 quasi stationnaires, leur évolution se déroule lentement: le pa-
ramètre se trouvant sur le capteur, dès que l'alimentation est
branchée, le prélèvement peut se faire en fraction de seconde.
35 D'autres paramètres, telles le fréquence du pouls, de respira-
tion, l'analyse du potentiel ECG, nécessitent des dizaines de sec.
pour quantifier ces processus et de calculer la moyenne. Par ces
raisons précises les convertisseurs du signal fugace (respira-
tion, pouls), sel. Fig. 18 ou 21 sont fort utiles, - car à consommation
40 minime, ils conservent (par capacité à décharge lente) la moyenne
en tant que mémoire, laquelle peut être cueillie tout comme la
température, en une fraction de seconde.

45 Quant à la durée de pause, elle impose l'emploi d'un ou de
deux capteurs particuliers: Supposons que la pause soit fixée à
2 minutes, et le malade subit l'arrêt brusque de la respiration
ou de la fonction cardiaque. L'alerte peut être déclenchée
dans ces conditions deux minutes plus tard, et le temps pour que
le secours arrive peut être fatal! Pour ces raisons, précisément
50 la MB comporte deux prises extérieures 27 et 28, Fig. 5, sur les-
quelles pour les patients comportant ces risques, auront les cap-
teurs "tout-ou-rien" particuliers, sel. Fig. 9 et 10. Selon l'
l'invention un tel capteur (Fig. 10) peut être sous forme d'une
bande "a", fixée (au moyen de Velcro, "f,i") autour du thorax du
patient. L'anneau plat "e,d" contenait le générateur dynamomé-
rique (Fig. 7) sur lequel à chaque respiration du patient s'exer-
ce une pression résultante de la variation de circonference de

1 la cage thoracique. Ce capteur (sel. Fig.9) composé des piezo-
générateurs (céramiques, PV₂DF multimorphes, electromagnétiques
ou autres) a comme fonction de convertir le travail musculaire
d'inspiration, se manifestant en tant que pression entre deux
anneaux "e" et "d" - en un potentiel électrique redressé, le-
quel pourra charger le condensateur "c", sel. Fig. 21. Ce der-
nier à décharge constante (R), aura un potentiel de charge per-
pétuellement renouvelé par l'activité pulmonaire "v" qui sera
plus ou moins élevé, selon l'intensité et la fréquence res-
piratoire du patient. La "veilleuse" à FET (Z) sera bloquée sous
10 cette tension, n'exerçant nul action. A l'arrêt ou trouble réspi-
ratoire grave, la charge du condensateur (C-R) va baisser déme-
surement, la "veilleuse" Z, à la sortie "S" va agir p.ex. sur
la résistance "R₃" du temporisateur (Fig.13) ce qui va déclan-
cher instantanément l'alerte. Cette même ceinture (Fig.10)
15 peut comporter les électrodes ECG, ou un micro, captant le bruit
du cœur ou tout autre dispositif de contrôle, agissant de même
manière sur la veilleuse (Fig.21) ou tout autre dispositif de
sécurité, agissant sur le micro-émetteur, outrepassant les élé-
ments de la veille cadencée.

20 Les capteurs associés aux éléments de la veille cadencée
c.a.d. à l'interruption plus ou moins longue, sont en l'occu-
rence:

- a) Le capteur de la température intégré à la MB (thermi-
stance NTC, Pt-100, ou Silicium (KTY 10,11, TSF-102F etc.)
- 25 b) Le capteur d'oxygénation du sang (SatO₂) - L'invention
comporte une solution inédite et fort efficace: un
prisme sel. Fig. 7, en matériau transparent (plexiglas)
est taillé à l'angle α conferant à la réflexion totale
du faisceau envoyé sur la surface plane "m" et qui sortira
30 intégralement de cette surface, dont de sa moitié "n".
Si on applique ce prisme sur la surface cutanée dont
l'indice de réfraction est bien plus important que celui
de l'air, une partie de ce faisceau va se dissiper dans
le tissu, - dont une fraction, par effet de dispersion
35 va revenir dans ce même prisme. Or, dans le tissu
l'élément à l'absorption et réflexion variable, - est
le sang, dont l'arteriel (H_oO₂) démontre sur le tracé
Fig.7^A l'absorption spectrale tout différent du sang
désoxygéné (Hb), le premier absorbe près de 90% sur la
40 longueur d'onde de 940nm, alors que le second, -80% sur
 $\lambda = 660\text{nm}$. Sel. l'invention, nous équipons un tel
prisme, Fig. 8, d'un émetteur LED infrarouge à $\lambda = 940\text{nm}$
à l'endroit p.ex. "m" en placant une photodiode (IR) sur
"n", l'absorption sanguine oxygénée va se répercuter sur
45 l'infrarouge capté, puisque la perméabilité spectrale
cutanée, subcutanée et la dispersion tissulaire demeu-
rent constants. De même, en fixant un second prisme (en
sens inverse) "L", Fig.8, l'invention prévoit de placer
une LED rouge ($\lambda = 660\text{nm}$) ou verte. Les deux signaux prélevés
sur photodiode Si, sensibilisées pour l'IR, et photoresist.
p.ex. au CdS ou CdSe (sensible sur rouge et vert) peuvent,
50 modules ou non, être mises sur le pont Wheatstone- et la
tension différentielle nous donnera la teneur en Oxygène
et, également la fréquence du pouls, particulièrement ma-
nifeste sur la bande spectr. verte. ($\lambda \approx 590\text{nm}$).
55

- 1 c) La tension électrique reproduisant le battement
5 du pouls, peut également, selon l'invention être
 générée par une bi-lame piezo-sensible (Titanate
 Barium ou autre céramique, PV₂DF bi- ou multi-mor-
 phe, etc.), placée sel. Fig.6, sur l'anse de la MB
10 ou même à l'intérieur du boîtier, l'anse s'appuy-
 ant sur une telle lame piezo-génératrice, par la
 tension de fixation de la brassière (2'), et tradu-
 isant, comme pour un tensiomètre conventionnel, outre
 la tension constante de fixation, les pulsations al-
 ternatives de battement cardiaque.
- 15 d) La MB, sel. invention peut, par la prise 28, p.ex.,
 recevoir d'autres capteurs, particulièrement adap-
 tés à la pathologie spécifique du patient donné (neurologie,
 cardiologie, pneumologie, pédiatrie etc.).
20 Aussi les analyseurs des gaz (O₂, CO₂) placés au
 contact cutané, p.ex. sur la surface arrière de la
 MB, peuvent trouver une application intéressante.

25 L'économie de place, réalisée par la subminiaturisation de
 l'électronique interne de la MB, tels - les préamplis des cap-
 teurs, les modulateurs ou codeurs, les veilleuses des crises
 extrêmes, etc., permet en effet faire usage du Microproces-
 seur sous sa version miniaturisée. Dans un tel cas, le Micro-
 processeur peut assurer le contrôle des piles, la temporisa-
 tion des émissions, le transfert des valeurs de capteurs sur
 les modulateurs et programmation de leurs émissions dans le
 temps, tout comme le déclenchement d'alarme en cas de crises
 graves.

30 Fig.20 représente schématiquement la répartition des tâ-
 ches pouvant, entre autres, d'être accomplies par le µP à
 8 Bit, p.ex. event faisant appel à des systèmes auxiliaires,
 bien que d'autres modes d'exploitation devenues routinières
 peuvent être valablement appliqués.

35 Du côté gauche se trouvent les capteurs, de haut-en-bas:
 le capteur thermique de température, un bi-lame sismogra-
 phique du pouls, une piezobatterie de l'activité respiratoi-
 re, et, tout en bas, LED₁ (IR) et LED₂ (rouge ou vert) alimen-
 tés par le générateur de pulsations (gp) pour contrecarrer
 l'influence de la lumière ambiante. En cas d'emploi de deux
 fréquences distinctes, le générateur à 3 FET's a très fai-
 ble consommation, peut être valablement utilisé. Les deux
 photocapteurs (Pho et PhR) donnent la valeur différentielle
 représentant la teneur en Oxygène dans le sang, en tant que
 signal. L'horloge détermine et commande le rapport émission-
 pause; dès l'émission, la fonction du microprocesseur entre
 pleinement en action, durant la pause le µPr demeure à faible
 consommation. *) p.ex. sel. Fig.16.

40 Sur le microprocesseur pourront être programmées les
 cadences respectives d'interrogation de chaque capteur, le
 prélèvement de signaux traduisant les paramètres physiolo-
 giques, après leur alignement, se fera par la fonction de
 multiplexage (MPX) du microprocesseur: les liaisons reci-
 proques de la fonction à microprocesseur, représentés sur
 Fig. 20 à titre schématique peuvent être réalisé autrement.

R E V E N D I C A T I O N S

- 1 1) Dispositif destiné à assurer la surveillance automatique
des malades à risque de réchute, caractérisé en ce qu'il se
compose des deux unités, l'une sous forme d'une "montre-brace-
let" ou d'un brassard, porté par le malade à surveiller et con-
tenant essentiellement les capteurs de ses paramètres physiolo-
giques, tels de la température, de la fréquence du pouls, de
sa pression sanguine, de l'oxygénation (SatO_2) et de la fréqu-
ence respiratoire, ces capteurs, séparément ou globalement abou-
tissant à des éléments électroniques de traitement des informa-
tions issues de ces capteurs et qui sous une forme codée ou de
modulations sont émis par un microémetteur intégré de courte
portée, sur l'onde "CB" ou autre, la seconde unité stationnaire,
placé à proximité du malade ou à la permanence du centre médical,
est appelée à recevoir par la voie radio l'onde porteuse des dits
paramètres du malade, et après une transformation adéquate de
ces informations, de faire la comparaison avec les données, con-
siderées comme normales, pouvant être préétablies pour le malade
concerné, par le médecin-traitant dans leurs limites tolérables
et déclanchant l'alarme lorsque les paramètres physiologiques du
malade dépassent ces limites ou accusent une tendance à les dé-
passer à breve échéance.
- 2) Dispositif selon la revendication 1 caractérisé en ce que
pour économiser l'usure des batteries, la "montre-bracelet" con-
tient un dispositif électronique de temporisation faisant passer
l'émission des paramètres du malade rapidement, l'émission étant
suivie des pauses plus ou moins longues, les durées de l'émiss-
sion ou de la pause, ou bien les deux, étant utilisés comme fac-
teur d'information de la température, du fréquence du pouls ou
d'un autre paramètre du malade.
- 3) Dispositif selon les revendications 1 et 2, caractérisé en
ce que la "montre-bracelet" (appelée par la suite "M-B") contient
les éléments électroniques recevant les signaux issus des cap-
teurs, sous forme d'un potentiel électrique variable, une résis-
tance ou une fréquence représentant un paramètre physiologique
donné du malade, amplifient ces signaux et les transforment sous
forme adéquate pour pouvoir être émises par le micro-émetteur
intégré, fonctionnant de préférence en modulation de fréquence.
- 4) Dispositif selon les revendications 1 à 3, caractérisé en
ce que le temporisateur qui délimite la durée de l'émission trans-
met les données du malade au poste récepteur-comparateur, ain-
si que la durée de la pause, fonctionne en permanence à très faible
consommation, actionnant pour la durée de l'émission le thy-
ristor, lequel, à l'état "allumé" conduit le courant d'alimen-
tation sur les éléments électroniques de répartition, d'inter-
rogation des capteurs, de la modulation ou codage de leurs sig-
naux et de l'émission télématrique de ces données
- 5) Dispositif selon les revendications de 1 à 4, caractérisé
en ce que en tant que distributeurs qui conduisent les signaux
des capteurs vers les modulateurs ou codeurs, permettant leur
transmission télématrique par le microémetteur, l'invention uti-
lise les multivibrateurs ou bascules du type Schmidt-trigger,

P

B

B

B

7

- 9
- les oscillations rectangulaires générées par deux transistors à effet de champs reliés en contraréaction par les RC, basculant alternativement d'un transistor à l'autre, alimentent alternativement les gâchettes des deux thyristors les mettant ..
- 5 durant l'action de l'onde en état de conductivité, ces deux thyristors alimentent les circuits électroniques conduisant et modulant les signaux issues des capteurs sur l'entrée du micro-émetteur, ce dernier le transmet ces signaux, codés ou non, par la voie télémétrique à l'unité stationnaire réceptrice.
- 10 6) Dispositif selon les revendications de 1 à 5, caractérisé en ce que la fonction du temporisateur (revend. 2 et 4) peut être assumé par un microprocesseur, qui sera en mesure de convertir les signaux émanant des capteurs en expression digitale, gerer ces informations en les mettant sur l'antenne du micro-émetteur durant des laps de temps voulu, et délimitant la durée des pauses, durant lesquelles la consommation globale de l'ensemble électronique de la M-B en courant d'alimentation serait réduite à un minimum insignifiant.
- 15 7) Dispositif selon les revendications de 1 à 6, caractérisé en ce que, le poste de réception stationnaire assumant la fonction du moniteur-comparateur, doté d'un récepteur-radio accordé par quartz à l'onde porteuse de la montre-bracelet, contient un système de discrimination et de traitement des signaux à micro-processeur, signaux émises par la M-B, ces signaux à chaque réception étant comparus avec les valeurs physiologiques minimum et maximum tolerables, préétablis par le médecin soit par les organes de réglage, tels les potentiomètres, soit par la lecture et mémorisation de la carte magnétique préprogrammée individuellement pour le malade donné, ce poste de réception procédant à la comparaison de l'information émise par la M-B avec ces valeurs, quant au p.ex. rythme cardiaque, oxygénation du sang, etc., étant mémorisées, en tant que "tolerables" - et lorsque les données émises sur le malade dépassent ces limites (par audessus ou audessous), ce poste de réception déclanche le signal d'alarme, soit en agissant sur le câble de sonnerie existant, soit par transmission d'alarme sur le réseau, soit en effectuant automatiquement l'appel téléphonique au centre permanent d'écoute de l'hôpital ou d'une service de secours et capable de transmettre outre le signal d'alarme éventuellement l'information sur 40 la nature de la défaillance du malade.
- 30 8) Dispositif selon les revendications de 1 à 7, caractérisé en ce que le poste de réception stationnaire est muni des circuits électroniques d'alimentation et de contrôle susceptible de contrôler automatiquement le bon fonctionnement des capteurs et circuits de la montre-bracelet dans son ensemble, et d'autre part de charger en énergie électrique les accumulateurs ou les condensateurs, dits "Goldcap", assurant le fonctionnement de la M-B en réserve d'énergie d'alimentation durant plusieurs jours.
- 35 9) Dispositif selon les revendications de 1 à 8 caractérisé en ce que, la montre-bracelet, pouvant envoyer toutes les informations issues des capteurs et convertis en fréquence de modulation, non successivement, l'une après l'autre, mais simultanément, le microprocesseur du poste de réception stationnaire, utilisant par sa programmation l'analyse Fourier..dès quante la multitude des fréquences reçues et superposés l'une sur l'autre en fréquences initiales, dont chacune correspond à l'information émise par le capteur correspondant.
- 40
- 45
- 50
- 55
- 7

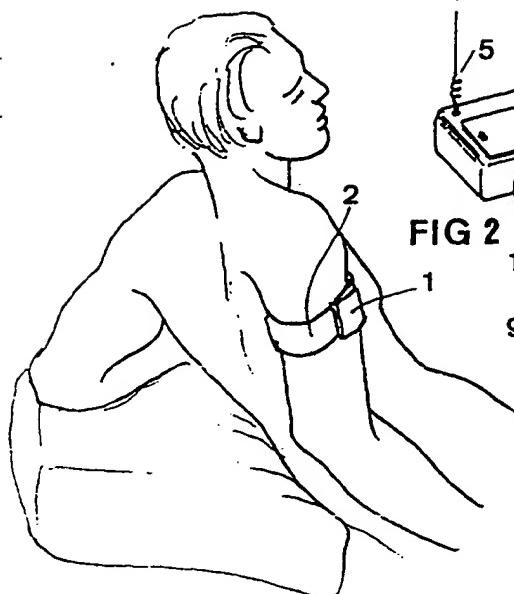


FIG 1

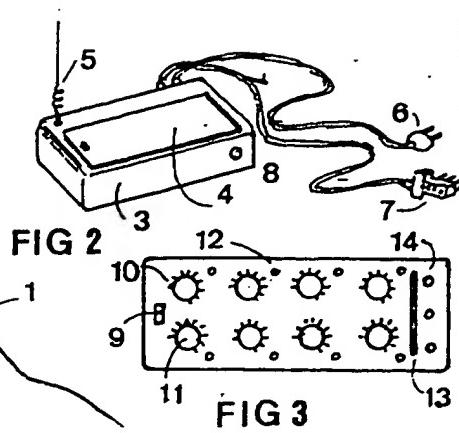
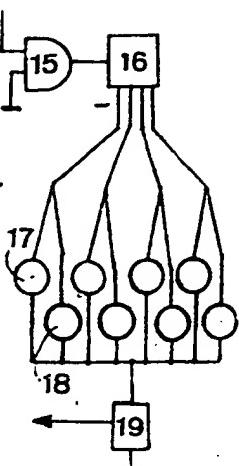
FIG 2
FIG 3

FIG 4

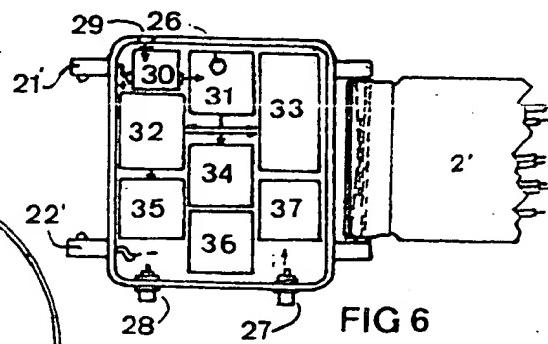


FIG 5

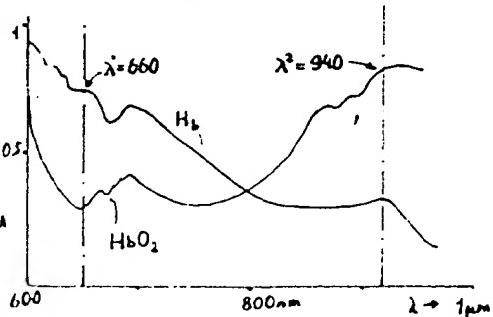


FIG 6



FIG 7

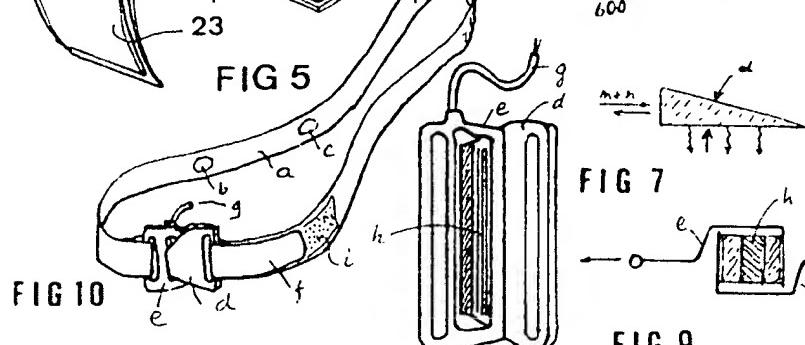


FIG 10

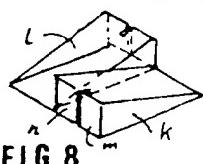


FIG 9

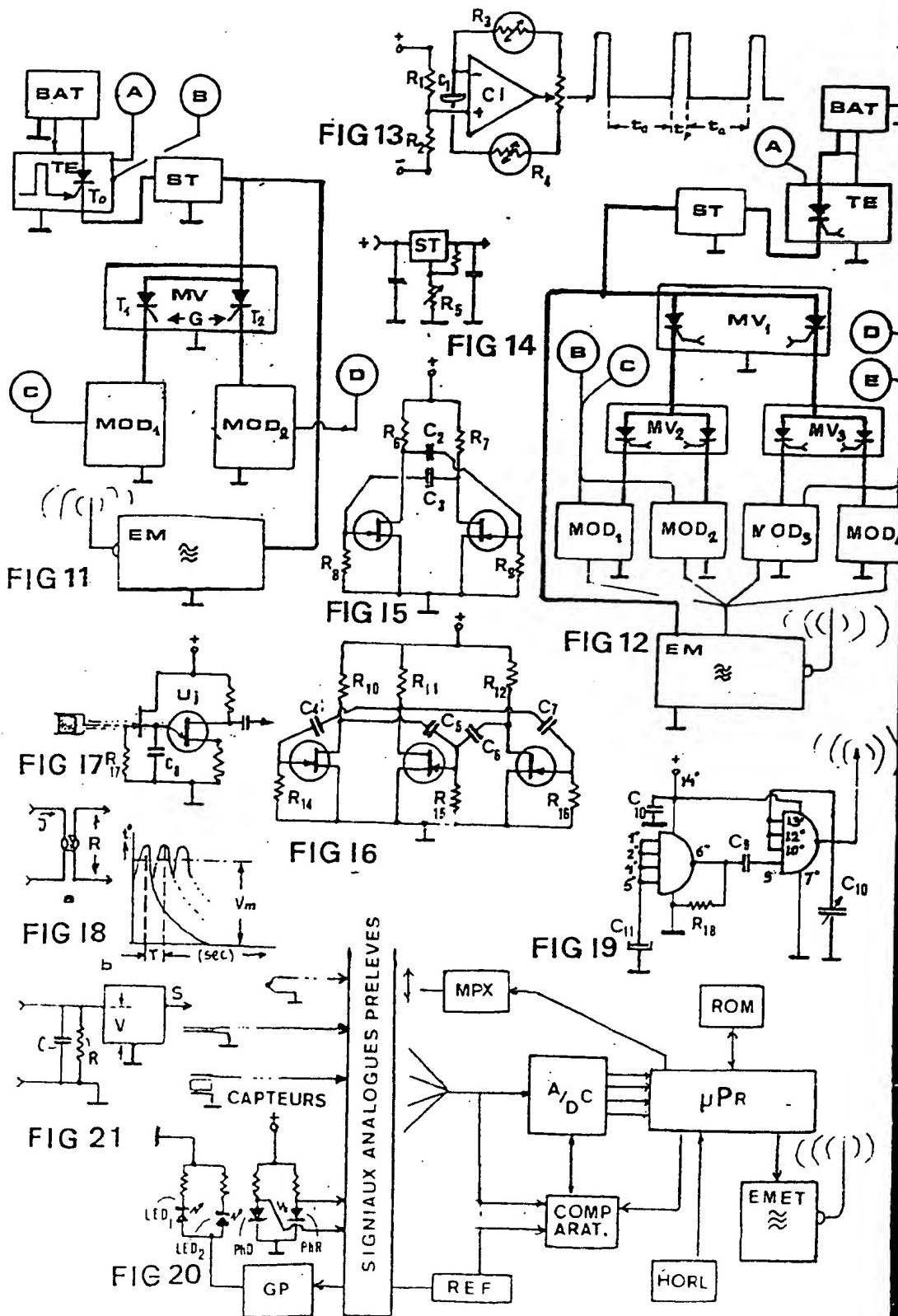
10

11

12

13

14



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.